

CT number identifier in a computed tomography system

Publication number: DE2815218

Publication date: 1978-10-19

Inventor: LAMBERT THOMAS WAYNE (US); BLAKE JAMES EDWARD (US)

Applicant: GEN ELECTRIC

Classification:

- International: **G01N23/04; A61B6/03; G06T11/00; G01N23/02; A61B6/03; G06T11/00; (IPC1-7): A61B6/00**

- european: **A61B6/03; G06T11/00T**

Application number: DE19782815218 19780408

Priority number(s): US19770786528 19770411

Also published as:

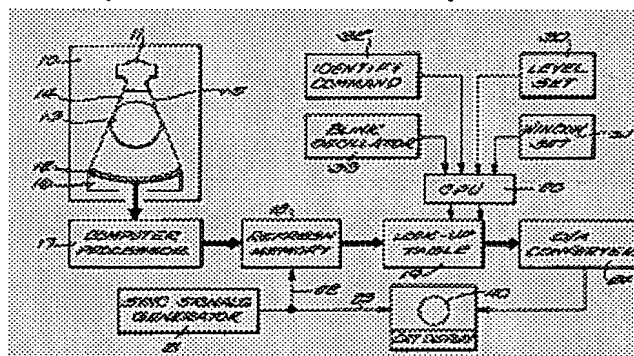
US4105922 (A)
JP53140988 (A)
GB1599484 (A)
FR2387024 (A)

[Report a data error here](#)

Abstract not available for DE2815218

Abstract of corresponding document: **US4105922**

In computed tomography, a computer calculates CT numbers corresponding with the X-ray attenuation by elemental volumes in a body undergoing an X-ray beam scan. Analog signals corresponding with the sequence of CT numbers modulate a raster scanned cathode ray tube to produce a display of the image. Means are provided for controlling the display tube to display elements within a range of CT numbers or gray scale window. New means are provided for causing zones in the image corresponding with picture elements near the selected level or center of the gray scale to blink from gray to white such that when the level is set to correspond with a gray scale level of interest, the blinking zones will have CT numbers corresponding with the level setting. This permits identification of the CT numbers of the zones. The blink mode may be activated while the full image is displayed on the screen and zones of interest may be visualized in the total picture.



Data supplied from the **esp@cenet** database - Worldwide

BEST AVAILABLE COPY

19 BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENTAMT

12 Patentschrift
11 DE 2815218 C2

51 Int. Cl. 4:
A61B 6/03

21 Aktenzeichen: P 28 15 218.3-35
22 Anmeldetag: 8. 4. 78
43 Offenlegungstag: 19. 10. 78
45 Veröffentlichungstag
der Patenterteilung: 28. 12. 89

DE 2815218 C2

Innerhalb von 3 Monaten nach Veröffentlichung der Erteilung kann Einspruch erhoben werden

30 Unionspriorität: 32 33 31
11.04.77 US 786528

73 Patentinhaber:
General Electric Co., Schenectady, N.Y., US

74 Vertreter:
Schüler, H., Dipl.-Chem. Dr.rer.nat., Pat.-Anw., 6000
Frankfurt

72 Erfinder:
Lambert, Thomas Wayne, Dousman, Wis., US;
Blake, James Edward, New Berlin, Wis., US

56 Für die Beurteilung der Patentfähigkeit
in Betracht gezogene Druckschriften:
US 37 78 614
- DE-OS 19 41 433
K. FÜHRER, R. LIEBETRUTH, G. LINKE, K. PAULI,
E.P. RÜHRNSCHOPF und G. SCHWIERZ: »Siretom -
ein Schädel-Transversalschichtgerät mit Computer«
in DE-Z.: Electromedica 1975, H.2-3, S.48-55;

54 Einrichtung zur Identifizierung von Schwächungskoeffizienten bei einem Computertomographen

DE 2815218 C2

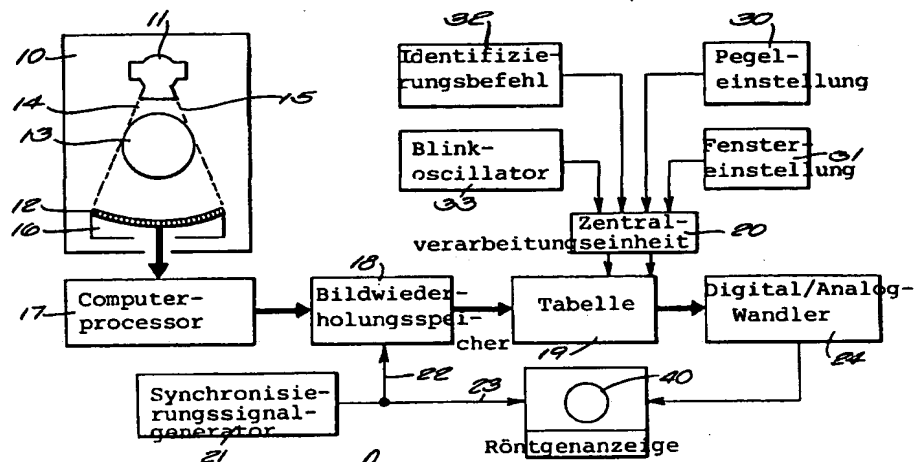


Fig. 1

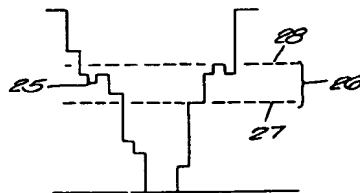


Fig. 2



Fig. 3

Beschreibung

Die Erfindung betrifft die Computertomographie und insbesondere eine Einrichtung zur Identifizierung der Schwächungskoeffizienten (CT-Zahlen) an interessierenden Zonen im Bild einer intensitätsgesteuerten, rastergetasteten Kathodenstrahlröhre. Die Erfindung geht aus von einer Einrichtung nach dem Oberbegriff des Anspruchs 1, wie sie in "Electromedica", 1975, Heft 2-3, auf den Seiten 48 bis 55, beschrieben ist. In der Computertomographie sind CT-Zahlen proportional zu der Röntgenstrahlungsschwächung durch kleine Volumenelemente im Körper, der mit einem Röntgenstrahl abgetastet wird. Es werden Röntgenstrahlen-Übertragungscharakteristiken entlang einer Vielzahl von Pfaden durch einen untersuchten Körper hindurch gemessen. Die der Intensität der Röntgenstrahlen in den verschiedenen Pfaden entsprechenden Signale werden durch einen Computer verarbeitet, der eine Matrix von CT-Zahlen entwickelt, die die Intensität oder Helligkeit der Bildelemente bestimmen, die das gezeigte Bild gestalten. Ein beispielhaftes Verfahren der Bildrekonstruktion mit Computer Tomographie ist in der US-PS 37 78 614 beschrieben.

Es ist eine Vielfalt von Algorithmen zur Steuerung eines Computers entwickelt worden, um die Daten der Röntgenstrahlungsschwächung von jedem Volumenelement in einer Schicht des durch einen abgetasteten Röntgenstrahl untersuchten Körpers in eine Matrix von CT-Zahlen umzuwandeln, die zur Steuerung einer Kathodenstrahl-Bildröhre verwendbar sind. Die Röntgenstrahlungsschwächung durch die Volumenelemente wird als eine CT-Zahl ausgedrückt, die wie folgt definiert ist:

$$CT\text{-Zahl} = K \frac{u_i - u_w}{u_w}$$

wobei u_w der Röntgenstrahlen-Absorptionskoeffizient von Wasser und u_i der Röntgenstrahlen-Absorptionskoeffizient von Gewebe ist.

Der Wert von K in dieser Gleichung hängt von der Zahl der Grauskalenabstufungen ab, in die der volle Absorptionsbereich unterteilt ist. Für ein System mit 1024 Grauskalenabstufungen ist $K = 500$. Es sind Systeme mit 256, 1024 und 2048 Grauskalenabstufungen oder CT-Zahlen verwendet worden, und es könnten auch größere Bereiche verwendet werden.

Die berechneten CT-Zahlen werden in einem Speicher gespeichert, und mit bekannten Anzeigesteuern können ihre analogen Spannungswerte als z -Signale verwendet werden, um die Intensität des Strahles in einer rastergetasteten Kathodenstrahlröhre zur Erzeugung eines sichtbaren Bildes zu modulieren.

Die Detektoren, die zur Abtastung der großen Menge von Röntgenstrahlendaten und zur Lieferung von Intensitätssignalen an den Computer verwendet werden, sind äußerst empfindlich gegenüber Röntgenstrahlen. Unter Verwendung der durch die Detektoren gelieferten Daten erzeugt der Computer-Algorithmus einen Bereich von CT-Zahlen mit einer größeren Röntgenstrahlen-Schwächungsauflösung oder Grauskalenstufen als sie durch das menschliche Auge in einer Anzeige einer Kathodenstrahlröhre unterschieden werden können. Beispielsweise sind gegenwärtige tomographische Bildrekonstruktionsgeräte in der Lage, Röntgenstrahlen-Schwächungsmessungen in 1024 oder mehr separate Pegel zu quantifizieren, wie es vorstehend angegeben wurde. Andererseits sind Kathodenstrahlenröhren üblicherweise nicht in der Lage, mehr als etwa 64 visuell unterschiedbare Schatten oder Grauskalenpegel anzuzeigen. Deshalb ist es üblich gewesen, aus einem großen Bereich von CT-Zahlen, beispielsweise 1024, einen begrenzten Bereich, der als ein Fenster bezeichnet wird auszuwählen und Bildelemente mit CT-Werten innerhalb des Fensters über der möglichen Grauskala der Kathodenstrahlröhre anzuzeigen. In diesem Fall sind die CT-Werte oberhalb der oberen Fenstergrenze weiß, und diejenigen unterhalb der unteren Fenstergrenze sind schwarz.

Eine signifikante medizinische Information, wie beispielsweise das Vorliegen oder das Fehlen von Tumoren in weichem Gewebe, wird häufig durch minimale CT-Zahlunterschiede dargestellt. Die mit den Computertomographen arbeitenden Personen sehen die Möglichkeit der Korrelation der CT-Zahlen von Zonen im dargestellten Bild mit der Natur des betreffenden Gewebes und mit dem Vorhandensein oder dem Fehlen von Pathologie im Gewebe voraus. Beispielsweise könnte eine gutartige Zyste in einen kleinen Bereich von CT-Zahlen fallen, und ein bösartiger Tumor oder gesundes Gewebe kann in einen anderen Bereich fallen. Wenn die Relation zwischen den CT-Zahlen und dem Zustand des Gewebes durch weitere Erfahrung genau korreliert werden kann, wird eine wesentliche diagnostische Hilfe erzielt.

Einige gegenwärtig in Gebrauch befindliche computerisierte Tomographiesysteme sorgen für eine Identifikation von CT-Zahlen, die bestimmten Zonen in einem aufgezeigten Bild entsprechen. Die Identifikation von CT-Zahlen in bekannten Einrichtungen beinhaltet die Anzeige des Bildes innerhalb eines gewählten Grauskalabereiches oder Fensters. Es wird ein Pegel oder Wert gewählt, der der Mitte der Grauskala innerhalb des Fensters entspricht. Es wird auch ein Fenster gewählt, das beispielsweise eine obere Grenze der CT-Zahl von +100, die weiß entspricht, und eine untere Grenze von -100 haben könnte, die schwarz entspricht, und in diesem Fall würde die Grauskala über einen Bereich von CT-Zahlen von 200 ausgedehnt, und die Mitten- oder PegelEinstellung würde in diesem Beispiel 0 sein.

Ein bekanntes Verfahren zum Bestimmen der CT-Zahl einer interessierenden Zone in einem aufgezeigten Bild bestand darin, das Fenster auf einen Bereich von zwei CT-Werten einzuengen, so daß ein CT-Wert an der PegelEinstellung und einer darunter liegen würde. Somit wurde die Grauskala auf zwei Abstufungen, schwarz und weiß, zusammengedrückt, und alle Bildpunkte in dem aufgezeigten Bild auf dem Schirm der Anzeigeröhre erschienen entweder weiß oder schwarz. Die PegelEinstellung konnte dann auf einen Zustand eingestellt werden, bei dem eine bestimmte interessierende Zone innerhalb der Anzeige von schwarz auf weiß umgewechselt werden konnte. Die PegelEinstellung, die diese Änderung herbeiführte, konnte dann als der CT-Wert der

interessierenden Zone interpretiert werden. Wenn die CT-Zahl irgendeiner anderen Zone erfordert wurde, wurde der Pegel oder die Mitte der Grauskala entsprechend eingestellt, und das Fenster wurde auf diesen bestimmten Wert verkleinert oder zusammengedrängt. Wiederum erschien irgendeine Zone in dem aufgezeigten Bild mit einer höheren CT-Zahl als dasjenige, das der Pegeleinstellung entsprach, weiß, und irgendeine Zone unterhalb der Pegeleinstellung erschien schwarz, so daß die dem Pegel entsprechenden CT-Zahlen identifiziert werden konnten. 5

Ein Nachteil des oben beschriebenen Verfahrens bestand darin, daß die Zonen, deren CT-Zahlen identifiziert werden sollten, nicht im Zusammenhang mit dem aufgezeigten Bild betrachtet werden konnten, denn wenn das Fenster auf den Bereich von plus und minus einen Wert relativ zu dem eingestellten Wert verkleinert wurde, waren alle Bildinformationen außerhalb dieses Bereiches ausgelöscht. Das heißt, es waren nur inselähnliche Zonen mit CT-Zahlen nahe der Pegeleinstellung auf dem Bildschirm der Kathodenstrahlröhre sichtbar. Ein weiterer Nachteil bestand darin, daß das Fenster zurückgesetzt und das gezeigte Bild neu hergestellt werden mußte, bevor der Radiologe das gesamte Bild weiter studieren konnte. 10

Auch der eingangs erwähnte Electromedica-Artikel beschreibt eine Einrichtung mit den obigen Nachteilen, die eine wirklich zufriedenstellende Identifizierung der Schwächungskoeffizienten nicht ermöglicht. Das digitale Bild, in dem 256 verschiedene Werte des Schwächungskoeffizienten pro Bildpunkt unterschieden werden können, wird vom Computer in einer Zahlenmatrix ausgegeben und gespeichert. Die einzelnen Matrixpunkte werden zeilenweise über ein einstellbares Amplitudenfenster in einen weiteren Speicher übertragen, aus dem die Matrixzeilen mehrmals hintereinander ausgelesen, in analoge Signale umgewandelt und der Kathodenstrahlröhre zugeführt werden. Auf diese Weise wird wiederum aus dem Gesamtumfang des in der Matrix dargestellten Schwächungskoeffizientenbereichs ein Teilbereich zur Wiedergabe auf dem Monitor ausgewählt. 15

Der vorliegenden Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, ausgehend von den Merkmalen im Oberbegriff des Patentanspruchs 1, eine verbesserte Einrichtung zur Identifizierung von CT-Zahlen, d. h. Schwächungskoeffizienten zu schaffen, die eine zufriedenstellende Identifizierung unter Vermeidung von fortlaufenden Fenstereinstelländerungen gestattet. Diese Aufgabe wird durch den Gegenstand des Patentanspruchs 1 gelöst. 20

Gemäß der vorliegenden Erfindung kann die CT-Zahl sämtlicher Zonen im dargestellten Bild durch das Aufblinken identifiziert werden, während die übrigen Grauwerte in ihrem Informationsgehalt voll erhalten bleiben, d. h., ohne das Bild zu löschen oder die Fenstereinstellungen der Grauskala zu verändern. Wird die Identifizierung der CT-Zahl von irgendeiner gewählten Zone gewünscht, drückt der Operateur einfach auf einen Identifikations-Befehlsknopf, der bewirkt, daß alle Bildzonen mit CT-Zahlen eines engen vorab eingestellten Zahlenbereichs blinken, indem sie abwechselnd mit zwei unterschiedlichen Intensitätswerten dargestellt werden. Wenn diese Zonen blinken, werden die anderen, das Bild aufbauenden Zonen weiterhin in ihrer normalen Grauskala aufgezeigt. Ferner werden diese identifizierten Zonen zwischen den Blinkperioden selbst mit ihrem eigentlichen Grauwert dargestellt. Die CT-Zahl kann auf einfache Weise dadurch ermittelt werden, daß der eingestellte Bereich abgelesen wird. 25

Mit der erfindungsgemäßen Einrichtung können so die häufig sehr geringen Schwächungskoeffizientenunterschiede für gesundes und erkranktes Gewebe erkannt werden. Die schaltungstechnischen Maßnahmen zur Erzielung des erfindungsgemäßen Blinkeffekts erfordern nur einen geringen Aufwand. Der enge einzustellende Zahlenbereich beträgt vorzugsweise 1/16 des oberen bzw. unteren Grenzwerts des großen, insgesamt dargestellten Bereichs. 30

Die Erfindung wird nun an Hand der folgenden Beschreibung von Ausführungsbeispielen und der Zeichnung näher erläutert. 35

Fig. 1 ist ein Blockdiagramm eines Computertomographen mit der erfindungsgemäßen Einrichtung zur Identifizierung von CT-Zahlen, 40

Fig. 2 ist ein Beispiel von einem eine hohe Auflösung aufweisenden analogen Ausgangssignal von einem Computertomographen, 45

Fig. 3 ist ein Ausgangssignal von einem Prozessor analoger Signale, das die Ausdehnung eines Teiles des Signals gemäß Fig. 2 über die volle Grauskala einer Anzeigeröhre darstellt.

In Fig. 1 sind die Komponenten eines Röntgenstrahlenabtasters zur Lieferung von Röntgenstrahlen-Schwächungsdaten relativ zu Elementen mit kleinem Volumen in einer Scheibe oder einer Schicht eines zu untersuchenden Körpers in einem Kästchen 10 eingeschlossen. Der Abtaster weist eine Röntgenröhre 11 und eine gekrümmte Anordnung von Röntgenstrahlen-Detektorelementen 12 auf. Zwischen der Röntgenröhre 11 und der Detektoranordnung 12 ist ein Körper 13 angeordnet, der der Röntgenuntersuchung ausgesetzt ist. Die Röntgenröhre 11 und der Detektor 12 befinden sich auf einer gemeinsamen Befestigung, um zusammen um den Körper 13 zu kreisen. Ein dünner, fächerförmiger Röntgenstrahl mit Grenzstrahlen 14 und 15 wird durch den Körper geschickt, und durch die Detektoren 12 werden die Intensitäten der Strahlen in dem Strahlenbündel abgetastet, nachdem das Strahlenbündel durch den Körper hindurchgetreten ist. In diesem Beispiel eines Abtasters kreisen die Röntgenröhre und der Detektor, und der Röntgenstrahl wird impulsartig ein- und ausgeschaltet für jede kleine aufeinanderfolgende Winkelstufe in einem vollständigen Umlauf. Während jedes Röntgenimpulses werden die Röntgenintensitäten der Summe von Elementen entlang jeder Röntgenstrahlbahn in einer Körperschicht erhalten durch die zahlreichen Detektoren in der Anordnung 12, die entsprechende analoge Signale erzeugt. 50

Ein Datenaufnahmesystem, das durch ein mit 16 bezeichnetes Kästchen symbolisiert ist, wandelt die analogen Signale in digitale Signale um, die dann zu dem Speicher eines Computerprozessors übertragen werden, der durch das Kästchen 17 dargestellt ist. Wenn eine volle Abtastung des Körpers 13 abgeschlossen ist, errechnet der Computerprozessor binäre CT-Zahlen, die in diesem Beispiel zehn Bits umfassen, wobei eine binäre Zahl für jedes Volumenelement besteht. Die berechneten CT-Zahlen sind repräsentativ für die Röntgenstrahlenschwächung durch die Volumenelemente in dem Körper. Jedes Volumenelement kann beispielsweise 1,3 mm im 55 60 65

Quadrat und 1 cm dick sein. Die zehn Ziffern umfassenden Binärzahlen sind jedoch repräsentativ für mehr Grauskalenabstufungen als sie durch das menschliche Auge beobachtet oder aufgenommen werden können, so daß alle Zahlen in einer Reihe, die die Röntgenintensitäten einer Körperschicht darstellen, auf sechs Ziffern umfassende Zahlen normiert werden, die, nachdem sie in analoge Signale umgewandelt worden sind, als z-Signale verwendet werden, um die Intensität einer rastergetasteten Kathodenstrahlröhre zu modulieren. Die CT-Zahlen werden in digitaler Form für jede Scheibe des abgetasteten Körpers gewöhnlich in Platten- oder Magnetbandspeichern gespeichert, die zu dem Computerprozessor 17 gehören, so daß die Zahlen für jede Scheibe verfügbar sind zur Steuerung der Bildanzeige zu irgendeinem Zeitpunkt, zu dem eine Betrachtung eines Bildes gewünscht ist. Die CT-Zahlen für eine Scheibe oder eine abgetastete Schicht des Körpers werden von dem Computerprozessor 17 in eine adressierbare Bildwiederholungsspeichermatrix 18 ausgelesen, die die Zahlen speichert. In einem typischen kommerziellen Ausführungsbeispiel beträgt die Matrix 320×320 , und in diesem Fall bestehen mehr als 100 000 digitale CT-Zahlen für jede Scheibe. Jede Zahl in der Bildwiederholungsspeichermatrix 18 hat eine x- und eine y-Koordinate, und der Wert von jeder Zahl ist der z-Wert, der, wenn er in einen entsprechenden analogen Spannungswert umgewandelt ist, dazu verwendet wird, die Intensität des Elektronenstrahls in einer rastergetasteten Kathodenstrahlröhre 40 zu modulieren, durch die das rekonstruierte Röntgenbild aufgezeigt wird, wie es im folgenden näher erläutert wird. Beispielsweise wird in einem kommerziellen Ausführungsbeispiel die Anzeige der Röhre 40 durch in dem Bildwiederholungsspeicher 18 gespeicherte Daten sechzigmal pro Sekunde erneuert. Die die CT-Zahlen beinhaltenden Daten werden durch die Bildwiederholungsspeichermatrix seriell oder Reihe nach Reihe synchron mit der Abtastrate der Kathodenstrahlröhre 18 ausgelesen. In einem kommerziellen Ausführungsbeispiel wurde ein Bildwiederholungsspeicher Ramtek Modell 9133 verwendet, das auf einem älteren Ramtekmodell RM 9100 basiert.

Die durch den Computer erzeugten und in der Matrix gespeicherten CT-Zahlen liegen in diesem Beispiel in dem Bereich zwischen -511 und $+511$ und jede wird durch ein zehn Bit umfassendes Wort dargestellt. Dieser Bereich von CT-Zahlen ist jedoch größer als die Auflösung des übrigen Systems mit der Kathodenstrahlröhre. Die Gesamtzahl von 1024 Grauskalenabstufungen könnte nicht durch das menschliche Auge wahrgenommen werden. Demzufolge werden die zehn Bits umfassenden Wörter in sechs Bit umfassende Wörter umgewandelt unter Verwendung einer Tabelle 19, die in diesem Ausführungsbeispiel ermöglicht, daß 64 Grauschatten im Bereich von Schwarz bis Weiß dargestellt werden.

Auch wenn die Anzahl der anzuzeigenden Grauschatten etwas willkürlich ist, wird angenommen, daß 64 Grauschatten in diesem Fall der Zahl entspricht, die von dem menschlichen Auge wahrgenommen werden kann. Somit weist in diesem Ausführungsbeispiel die Nachschlagetabelle 19 sechs Gedächtnisebenen auf und arbeitet mit anderen, noch zu beschreibenden Komponenten zusammen, um die zehn Bit umfassenden Zahlen von dem Bildwiederholungsspeicher 18 in sechs Bit umfassende Zahlen umzuwandeln, die 64 Grauschatten darstellen können.

An dieser Stelle sollten einige Identitäten berücksichtigt werden, die zum Verständnis des Betriebes der Einrichtung wichtig sind. Wie vorstehend bereits ausgeführt wurde, wird der Bereich der CT-Werte normiert bzw. normalisiert, um die Anzeige von bis zu 64 Schwarz und Weiß umfassenden Grauschatten in Abhängigkeit von der Steuerung der Fenstereinstellung zu gestatten. Der Wert (0–63) der Intensität (I) von einer bestimmten Bildelementstelle kann bestimmt werden, wenn der Datenwert (D), der Pegelwert (L) und der Fensterwert ($2H$) bekannt sind. Die Identitäten sind wie folgt:

$$\text{wenn } L + H \leq D, I = 63$$

$$\text{wenn } D < L - H, I = 0$$

$$\text{wenn } L - H \leq D < L + H, I = \frac{32}{H} \times (D - (L - H))$$

Die I -Werte sind als Äquivalente zu betrachten zu den relativen Spannungswerten des Videoausgangssignals zur Kathodenstrahlröhre 40 zwischen dem Dunkelaustastungswert oder Schwarz ($I = 0$) und ($I = 63$).

L ist die PegelEinstellung für die Mitte des Fensters und wird ausgedrückt durch eine CT-Zahl, die in der Mitte des angezeigten Bereiches liegt. Die volle Fensterhöhe ist $2H$, und das Fenster ist symmetrisch zu dem Pegel L .

Die in Fig. 1 gezeigte Zentralverarbeitungseinheit oder der Signalprozessor 20 enthält den obengenannten Identitäts-Algorithmus in ihrem Befehlsvorrat. Die Zentralverarbeitungseinheit 20 und die Nachschlagetabelle 19 sind Instrumente zur Entwicklung digitaler Zahlen, die analogen Signalen entsprechen zur Steuerung der z-Achse der Kathodenstrahlröhreanzeige 40. Die Zentralverarbeitungseinheit 20 und die Nachschlagetabelle 19 arbeiten zusammen, um einen Identitätswert zuzuordnen, der eine Anzeige eines Teiles der 1024 CT-Zahlen mit einer Skala von nicht mehr als 64 Grauschatten gestattet. Die Intensitätswerte hängen von den berechneten CT-zahlen, den Fensterwerten und dem Pegelwert ab.

Alle 100 Nanosekunden werden 10 Bit umfassende Wörter von dem Bildwiederholungsspeicher 18 an die Nachschlagetabelle 19 geliefert. Alle Wörter sind tatsächlich die Adressen zu den Speicherebenen in der Nachschlagetabelle 19. In diesem Beispiel ist die Zentralverarbeitungseinheit so programmiert, daß sie weiß, daß es nur 1024 mögliche CT-Zahlen in dem Bildwiederholungsspeicher für jede Körperschicht gibt. Bevor also die zehn Bit umfassende Zahl in die Nachschlagetabelle eingegeben wird, berücksichtigt die Zentralverarbeitungseinheit den Wert, auf den der Pegel oder die Mitte des Fensters eingestellt ist, und den Wert, auf den das Fenster eingestellt ist, und betrachtet sämtliche CT-Zahlen und bestimmt, welchen z- oder Intensitäts-Wert die Zahl haben sollte, um richtig in eine angezeigte Grauskala von 64 möglichen Schatten zu passen.

Die Zentralverarbeitungseinheit tut dies unter Verwendung der oben angegebenen Identitäten. Die Zentralverarbeitungseinheit schaltet die Intensitätswerte aus in der Form digitaler Zahlen für jede mögliche CT-Zahl. Die Geschwindigkeit, mit der der Bildwiederholungsspeicher 18 gelesen wird, ist mit der Strahlabtastungsge-

schwindigkeit der Kathodenstrahlröhre in der Röntgenanzeige 40 synchronisiert. Dies ist durch einen Synchronisierungsgenerator 21 mit Synchronisierungssignal-Ausgangsleitungen 22 und 23 dargestellt, die zu dem Bildwiederholungsspeicher 18 bzw. der Kathodenstrahlröhre 40 führen.

Die Intensitätswerte oder z-Signale in digitaler Form werden einem Digitalanalogwandler 24 zugeführt, der analoge Ausgangssignale liefert, die die z-Achse der Kathodenstrahlröhre 40 synchron mit der Speicherauslesung steuern. Die Ausgangsgröße des Digitalanalogwandlers 24 ist tatsächlich ein zusammengesetztes Videosignal, das alle Synchronisierungsinformationen enthält.

Die Bedeutung der Fenster- und Pegelinstellungen wird nun kurz in Verbindung mit den Fig. 2 und 3 erörtert. Fig. 2 stellt schematisch einen Teil eines analogen Signals dar, das dem digitalen Ausgangssignal aus dem Computerprozessor 17 entspricht, das den CT-Zahlen entspricht. Das Signal umfaßt einen weiten dynamischen Bereich, wobei ein Volumenelement mit einer hohen Dichte in dem Körper, beispielsweise ein Knochen, eine CT-Zahl von etwa +500 und Wasser, Fett und Luft CT-Zahlen von 0, -50 bzw. -500 haben würden. Weiche Gewebe haben gewöhnlich Werte größer als 0, in dem Bereich von +10 bis +40. Schmale Bereichabweichungen, wie beispielsweise der mit 25 bezeichnete innerhalb des einen großen dynamischen Bereich aufweisenden Signalverlaufes enthalten häufig signifikante medizinische Informationen in bezug auf Gewebedichteänderungen, die beispielsweise das Vorhandensein eines Tumors oder einer anderen krankhaften Veränderung anzeigen könnten. Die begrenzte Grauskala der Kathodenstrahlröhre und das Unvermögen des Auges, eine kleine Abweichung wahrzunehmen, würden jedoch das Vorhandensein der Abweichung 25 in dem gesamten dynamischen Bereich des Signals gemäß Fig. 2 verborgen lassen, wenn es auf einer Kathodenstrahlröhre angezeigt würde. Somit wird ein kleiner Teil oder ein Fenster aus dem großen dynamischen Bereich eines Signals extrahiert und ausgedehnt, damit es die Grauskala ausfüllt. Der Mittelpegel und die Breite des Fensters in Relation zu dem Gesamtsignal kann eingestellt werden, um eine optimale Anzeige zu liefern. Wenn beispielsweise ein Signal in dem dynamischen Bereich des Fensters 26 ausgedehnt wird, um die Grauskala auszufüllen, entsteht das Signal gemäß Fig. 3. Alle Signalpegel unterhalb des Grundpegels 27 des Fensters 26 werden bei der minimalen Intensität der Kathodenstrahlröhre angezeigt, wogegen alle Signalpegel oberhalb des maximalen Schwellwertes 28 bei maximaler Intensität der Kathodenstrahlröhre angezeigt werden. Innerhalb des Fensters 26 fallende Signalpegel werden gedehnt, um den dynamischen Bereich der Kathodenstrahlröhre zu füllen. Die kleine Signalabweichung 25 gemäß Fig. 1 wird dadurch auf die große dynamische Abweichung 25a gemäß Fig. 3 gedehnt und wird dadurch auf der Anzeige einer Kathodenstrahlröhre sichtbar gemacht.

Die Lage des Fensters 26 kann eingestellt werden, um Anzeigen mit hohem Auflösungsvermögen in verschiedenen Abschnitten des Gesamtsignals zu schaffen. Es gibt entsprechende CT-Zahlen für die unteren und oberen Grenzen 27 und 28 des Fensters. Der Pegel oder ein Punkt auf dem halben Wege zwischen den Grenzen 27 bzw. 28 entspricht ebenfalls einer CT-Zahl.

Gemäß Fig. 1 werden die sechs Ziffern umfassenden Binärzahlen, die auf entsprechende Weise eine der 64 Grauschattierungen darstellen, von der Nachschlagetabelle 19 an einen Digital/Analog-Wandler 24 geliefert, in dem die digitalen Signale in aufeinanderfolgende analoge Videosignale bei der Ablenk- bzw. Wobbelgeschwindigkeit der Röntgenanzeige 40 umgewandelt werden. Wie vorstehend bereits ausgeführt wurde, liefert ein Synchronisierungssignalgenerator 21 Synchronisierungssignale zum Auslesen des Bildwiederholungsspeichers 18 über das Kabel 22, und die Synchronisierungssignale werden Teil des zusammengesetzten Videosignals, das den Digital/Analog-Wandler verläßt und zum Aussteuern der Anzeige 40 verwendet wird.

Die insoweit beschriebenen Geräte und Funktionen sind im Grunde diejenigen, die normalerweise bei der Erzeugung eines rekonstruierten Bildes von einer Körperschicht auf dem Schirm einer rastergetasteten Kathodenstrahlröhre zur Sichtbarmachung und zum Studium auftreten. Als nächstes werden die Geräte und Funktionen erörtert, die bei dem neuen Weg zum Identifizieren der CT-Zahlen von irgendeiner Zone oder Zonen in dem angezeigten Bild auftreten, indem irgendeine gewählte Zone zum weißen Blinken und dann zurück zu ihrem normalen Grauschatten im Zusammenhang mit dem Gesamtbild gebracht wird.

Eine Identität, die für die CT-Zahl-Identifikation im Blinkbetrieb wichtig ist, lautet wie folgt:

$$L \pm \frac{H}{16}$$

wobei L der Fensterpegel ist, der per Definition die CT-Zahl an der Mitte der Grauskala in dem gewählten Fenster ist, und worin H die Spanne des Fensters in Größen der CT-Zahlen von der Plus-Grenze nach unten bis L und von der Minus-Grenze nach oben bis L ist. Mit anderen Worten ist die gesamte Fensterhöhe oder Spanne gleich $2H$. Diese Identität drückt den CT-Wertebereich aus, dessen entsprechende Bildelemente oder Zonen während der CT-Zahl-Identifikationsbetriebsart blinken.

Der Divisor oder Nenner 16 in der Identität ist etwas willkürlich und könnte kleinere oder größere Werte haben, aber dieser Divisor hat sich durch Erfahrung mit einem kommerziellen Ausführungsbeispiel als geeignet erwiesen. Die Anzahl der zu blinkenden CT-Werte ist vorzugsweise ein Minimum von Eins mit einer Abrundung von größeren ungeraden Zahlen. Lediglich als Beispiel und nicht als Einschränkung ist eine typische Relation zwischen der Fensterhöhe und dem zu blinkenden CT-Wertebereich in der folgenden Tabelle gegeben:

Fenster (H)	10	20	30	40	50	75	100	150	250	500
Blinkbreite	1	3	3	3	5	5	7	11	11	33

Die in Fig. 1 gezeigte Zentralverarbeitungseinheit 20 hat die zuletzt erwähnte und die früher erwähnte

Identität in ihrem Befehlsvorrat oder Programm. Es sind manuell steuerbare Mittel 30 vorgesehen, um die Zentralverarbeitungseinheit mit einem Signal zu versorgen, das irgendeinem bestimmten Fensterpegel entspricht. Weiterhin sind manuell steuerbare Mittel 31 vorgesehen zur Einspeisung eines Signals, das der Fensterhöhe, $+H$ und $-H$, relativ zu der CT-Zahl des Pegels entspricht. Ein Kästchen 32 stellt die Versorgung der Zentralverarbeitungseinheit mit einem CT-Zahl-Identifikationsbefehlssignal dar. Was den Operateur anbetrifft, so braucht er lediglich einen sich selbst zurückstellenden Druckknopf oder Wippschalter zu drücken, um eine Identifikation durch Einleiten des Blinkens zu ermöglichen. Weiterhin ist ein Oszillator 33 vorgesehen, um CT-Werte bei dem eingestellten Pegel zu blinken, so daß beispielsweise die blinkenden Bildelemente für etwa 250 Millisekunden weiß werden und für etwa 500 Millisekunden zum normalen Grauwert zurückkehren, und zwar auf einer kontinuierlichen Basis, solange der Identifizierungsbefehl besteht.

Es sei nun angenommen, daß das Fenster eingestellt worden ist und daß der Identifikationsbefehl ausgelöst ist, so daß durch den Oszillator 33 ein Ausgangssignal erzeugt und dieser zur Zentralverarbeitungseinheit geliefert wird. Wenn sich die Ausgangsgröße des Oszillators in dem einen Zustand befindet, beispielsweise L bzw. low, erfüllt die Zentralverarbeitungseinheit die hier zuerst angegebenen Identitäten, und die Bildelemente werden in ihren normalen Grauskalen auf der Kathodenstrahlröhre angezeigt. Wenn der Oszillator seinen Zustand wechselt und ein H -Signal liefert, paßt die Zentralverarbeitungseinheit 20, die Adressen- und Datenleitungen umfaßt, die 10-Bit-Wörter aus dem Bildwiederholungsspeicher an den 10-Bit-Pegel an, und die Zentralverarbeitungseinheit ändert alle Wörter auf dem entsprechenden Pegel in der Nachschlagetabelle 19 auf einen Wert, der einem weißen Videosignal entspricht. Der Pegel kann während des Blinkbetriebes eingestellt werden, und in diesem Fall blinken die Bildelemente mit CT-Zahlen, die mit der gegenwärtigen Pegeleinstellung übereinstimmen. Wenn die gewünschten Zonen blinken, ist es in jedem Fall nur notwendig, die Pegeleinstellung zu dieser Zeit abzulesen, um die den Zonen entsprechende CT-Zahl zu bestimmen. Wie aus der vorstehenden Aufstellung hervorgeht, blinkt tatsächlich ein kleiner Bereich von CT-Werten für jede Pegeleinstellung, weil die Zentralverarbeitungseinheit die letzte Identität ausführt, wie sie vorstehend angegeben wurde.

In einigen Systemen werden Bildschirme von Kathodenstrahlröhren verwendet, die das Bild in einer Farbskala anstelle einer Grauskala anzeigen, wenn ein Schwarz-Weiß-Monitor oder eine entsprechende Anzeige verwendet ist. Bei Anwendung des Blinkbetriebes der CT-Zahl-Identifikation auf derartige Systeme kann irgendeine Farbe in dem Spektrum, die der Pegeleinstellung entspricht, zum Umschalten oder Blinken in einer bestimmten Farbe gebracht werden, um eine Identifikation zu ermöglichen.

Patentansprüche

1. Einrichtung zur Identifizierung von Schwächungskoeffizienten (CT-Zahlen) bei der computertomographischen Untersuchung eines Körpers, mit Mitteln zur Erzeugung erster elektrischer Signale mit einem großen Bereich von Werten, die den CT-Zahlen und damit der Röntgenstrahlenschwächung von Volumenelementen in einer Schicht des zu untersuchenden Körpers entsprechen, einer intensitätsgesteuerten, rastergetasteten Kathodenstrahlröhre, einem Speicher zum Speichern der ersten Signale in einer Matrix und einem Signalprozessor zum Verarbeiten der ersten Signale, dadurch gekennzeichnet, daß an einer Signaleinstelleinrichtung ein enger CT-Zahlenbereich, der klein ist gegenüber dem von der Kathodenstrahlröhre erfaßten Bereich, einstellbar ist, die in den engen Bereich fallenden CT-Zahlen in dem Signalprozessor (20) in einen davon unterscheidbaren, zweiten Intensitätswert umverwandelt sind und die Bildelemente, die den CT-Zahlen in dem engen Bereich entsprechen, abwechselnd mit dem ersten und zweiten Intensitätswert im Blinkbetrieb auf der Kathodenstrahlröhre darstellbar sind.
2. Einrichtung nach Anspruch 1, wobei der große Bereich von CT-Zahlen $L \pm H$ beträgt und L der Mittenwert der CT-Zahlen und $+H$ und $-H$ den oberen bzw. unteren Grenzwert des großen Bereiches sind, dadurch gekennzeichnet, daß der enge Bereich $\pm \frac{H}{16}$ beträgt.

Hierzu 1 Blatt Zeichnungen

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☒ **BLACK BORDERS**
- ☐ **IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- ☐ **FADED TEXT OR DRAWING**
- ☐ **BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- ☐ **SKEWED/SLANTED IMAGES**
- ☒ **COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- ☐ **GRAY SCALE DOCUMENTS**
- ☐ **LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- ☐ **REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- ☐ **OTHER:** _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.